

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-337142

(43)Date of publication of application : 21.12.1993

(51)Int.Cl. A61C 19/04
A61C 19/06

(21)Application number : 05-005075

(71)Applicant : KALTENBACH & VOIGT GMBH & CO

(22)Date of filing : 14.01.1993

(72)Inventor : HIBST RAIMUND
KONIG KARSTEN

(30)Priority

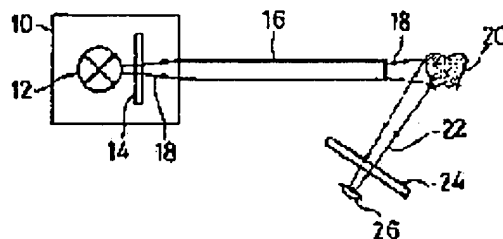
Priority number : 92 4200741 Priority date : 14.01.1992 Priority country : DE

(54) DETECTOR FOR DENTAL CARIES

(57)Abstract:

PURPOSE: To offer a practical caries detector capable of detecting a low level caries.

CONSTITUTION: Radiation 18 of a wavelength spectrum ranging over 360nm to 580nm emitted from an irradiation instrument 10 is induced by at least one ray guide 16 to the subject teeth 20 to be diagnosed. At least one filter 24 allows radiation 22 reflected from the teeth 20 to pass at a spectrum range of greater than 620nm. The passed radiation is used for detection of dental caries.



(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許出願公告番号

特公平6-73531

(24)(44)公告日 平成6年(1994)9月21日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	FI	技術表示箇所
A 61 C 19/04 19/06		A 7108-4C 7108-4C	A 61 C 19/ 04	Z

請求項の数18(全 7 頁)

(21)出願番号	特願平5-5075	(71)出願人	591070989 カルテンバッハ ウント フォイクト ゲ ゼルシャフトミット ベシュレンクテル ハフツング ウント コンパニー ドイツ連邦共和国 ビベラッハ リス ビ スマルクリング 39
(22)出願日	平成5年(1993)1月14日	(72)発明者	ライムント ヒプスト ドイツ連邦共和国 7904 エルバッハ エ ヒンガーストラッセ 56 アー
(65)公開番号	特開平5-337142	(72)発明者	カルステン ケーニッヒ ドイツ連邦共和国 7906 ブラウスタイン リッター ヴォルフフーヴェグ 3
(43)公開日	平成5年(1993)12月21日	(74)代理人	弁理士 北村 欣一 (外2名)
(31)優先権主張番号	P 42 00 741. 0		
(32)優先日	1992年1月14日		
(33)優先権主張国	ドイツ (DE)		
		審査官	鈴木 寛治

(54)【発明の名称】 齲蝕歯の検出装置

【特許請求の範囲】

1

【請求項1】 少なくとも1つの歯に向かって、所定波長の放射線を放射する照射器具と、所定のスペクトルレンジで該歯により反射された放射線を透過する少なくとも1つのフィルタを有し、該フィルタを透過した放射線が齲蝕歯の検出のために利用される齲蝕歯の検出装置において、該照射器具(10)が、それによって放射線(18)を歯に照射する少なくとも1つの光線ガイド(16、30、40)を有すると共に該照射器具(10)が、360nm乃至580nmのスペクトルレンジの放射線を放射し、該フィルタ(24)が、620nm以上のスペクトルレンジで反射された放射線(22)を透過することを特徴とする齲蝕歯の検出装置。

【請求項2】 該フィルタ(24)が、620nm乃至720nmのスペクトルレンジで反射された放射線(2

2)を透過することを特徴とする請求項1に記載の齲蝕歯の検出装置。

2

【請求項3】 該照射器具(10)が、360nm乃至420nm、若しくは470nm乃至580nmのスペクトルレンジの放射線を放射することを特徴とする請求項1又は2に記載の齲蝕歯の検出装置。

【請求項4】 該照射器具(10)が、放射線源(12)としての水銀灯、クリプトンレーザー、ハロゲンランプ又は色素レーザーから成り、放射線の各スペクトルレンジを透過する放射線フィルタ(14)が、各放射線源(12)のビーム路内に選択的に配設されることを特徴とする前記請求項のうちいずれか1つに記載の齲蝕歯の検出装置。

【請求項5】 該フィルタ(24)及び又は放射線フィルタ(14)が、吸収フィルタ、干渉フィルタ、モノ

クロメーター又は反射フィルタ(60)として構成されることを特徴とする前記請求項のうちいずれか1つに記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項6】 該フィルタ(24)が、メガネフレームに配設されていることを特徴とする請求項5に記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項7】 検知器(48)が、反射された放射線(22)の進行方向から見て、該フィルタ(24)の背後に接続され、該検知器(48)が、そこに供給された放射線を第1の電気信号(S1)に変換することを特徴とする前記請求項のうちいずれか1つに記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項8】 該検知器として、二次電子倍增管又はホトトランジスタが設けられることを特徴とする請求項7に記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項9】 該フィルタ(24)のスペクトルレンズとは異なる別のスペクトルレンズで、歯(20)によって反射された放射線(22)を透過する別のフィルタ(46)が設けられており、該検知器(48)又は別の検知器(58)が、透過された放射線を第2の電気信号(S2)に変換し、該第1の信号(S1)と第2の信号(S2)の商を得て、その商を齶蝕歯の存在の測定に使用する商形成部(52)に供給することを特徴とする請求項7又は8に記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項10】 該フィルタ(24)と該別のフィルタ(46)が、チョップ円盤(44)上に順次配設されて、反射された放射線(22)のビーム路内に配置されると共に、該検知器(48)が透過された放射線を検知し、更に、該検知器(48)からの信号(S)から、第1の信号(S1)と第2の信号(S2)が、該チョップ円盤(44)の回転と同期されたスキヤニングによって発生されることを特徴とする請求項9に記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項11】 歯(20)とは離間した方の端部に、夫々該フィルタ(24)と該別のフィルタ(46)を装備した少なくとも2つの光線ガイドファイバー(56)によって、反射された放射線(22)が検知され、透過された放射線(22)を検知する該検知器(48)と該別の検知器(58)が、夫々該フィルタ(24)と該別のフィルタ(46)の背後に配設されることを特徴とする請求項9に記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項12】 該フィルタ(24)が、636nm若しくは673nmの周辺領域の波長の放射線を透過し、該別のフィルタ(46)が、550nmの周辺領域の波長の放射線を透過することを特徴とする請求項9乃至11のうちいずれかに記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項13】 光線ガイド(40)に、その照射器具(10)側に、セパレーティングミラー(38)を配設し、その分離面が、好ましくは、該光線ガイド(40)の光学軸から45度の角度に傾斜していることを特徴と

する前記請求項のうちいずれか1つに記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項14】 該光線ガイド(40)が、画像ガイドとして設けられていることを特徴とする前記請求項のうちいずれか1つに記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項15】 該光線ガイド(16)が、反射された放射線(22)を案内する外部光線ガイド(30)によって囲繞されることを特徴とする前記請求項のうちいずれか1つに記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項16】 該光線ガイド(16)が、囲繞された外部光線ガイド(30)内で移動自在に配設されることを特徴とする請求項15に記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項17】 該光線ガイドが、カメラ(32)を取り付け可能な内視鏡に連結されることを特徴とする前記請求項のうちいずれか1つに記載の齶蝕歯の検出装置。

【請求項18】 該照射器具(10)が、照射された放射線(18)に加えられる白色光を発生する別の光源(29)を有することを特徴とする前記請求項のうちいずれか1つに記載の齶蝕歯の検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、少なくとも1つの歯に向かって所定波長の放射線を放射する照射器具と、所定のスペクトルレンジで歯によって反射された放射線を透過する少なくとも1つのフィルタを有する齶蝕歯の検出装置であって、透過された放射線が齶蝕歯の検出するのに利用されるものに関する。

【0002】

【従来の技術】この種の装置は、ジャーナルエスピーアイエー第907巻「レーザー外科：特性付けと治療」1988年刊エス、アルピン他著「齶蝕歯のレーザー誘発蛍光」第96乃至第98頁(The journal SPIE, Vol. 907, Laser Surgery: Characterization and Therapeutics, 1988, S. Albin et al., "Laser Induced Fluorescence of Dental Caries", pages 96 to 98)に記載されている。該公知の装置においては、レーザーは歯に向かって単色光の放射線を放射し、これが蛍光放射を誘発する。歯の齶蝕された箇所からは、齶蝕に特有であってその放射線強度とスペクトル分布において健康な歯から反射された放射線とは異なる蛍光放射線が発光する。この反射された放射線は、フィルタを用いて観察される。齶蝕された歯の箇所は、観察中ダークスポットとして現れる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】この公知の装置は、実験室的な操作のために提供されたもので、そこでは最高の試験状況が存在しており、たとえ装置が低感応性の場合であっても利用可能な試験結果が得られる。しかしな

がら、歯科診断に実際に使用するには、齲蝕の検出のために装置の感応性を相当上げる必要がある。更に、この装置は、使い勝手が悪く、人間や動物のために用いられる診断手段としては適切でない。

【0004】本発明は、以上の点に鑑み、柔軟な手段で利用でき、低レベルの齲蝕を特定できる齲蝕歯の検出装置を提供することを目的としている。

【0005】

【課題を解決するための手段】この目的は、少なくとも1つの歯に向かって、所定波長の放射線を放射する照射器具と、所定のスペクトルレンジで該歯により反射された放射線を透過する少なくとも1つのフィルタを有し、該フィルタを透過した放射線が齲蝕歯の検出のために利用される齲蝕歯の検出装置であって、該照射器具10が、それによって放射線18を歯に照射する少なくとも1つの光線ガイド16、30、40を有すると共に該照射器具10が、360nm乃至580nmのスペクトルレンジの放射線を放射し、該フィルタ24が、620nm以上のスペクトルレンジで、反射された放射線22を透過するように構成された齲蝕歯の検出装置により達成される。

【0006】より好ましい実施例では、フィルタ24が、620nm乃至720nmのスペクトルレンジで反射された放射線22を透過するように構成される。このスペクトルレンジ内で、齲蝕歯によって反射された蛍光スペクトルは、最高の値を有する。言い換えれば、変換された励起エネルギーからの蛍光放射の収量が高い。装置の齲蝕に対する感度は、それによって更に高くなる。更に、このスペクトルレンジに関しては、360nm乃至580nmのスペクトルレンジ内で励起された放射線のスペクトルレンジからの隔たりが大きく、この励起放射は、本質的に抑制されるもので、結果を歪めることができない。従って、齲蝕された箇所が、高レベルのコントラストで検出される。

【0007】別の実施例においては、照射器具10が、360nm乃至420nmのスペクトルレンジの放射線を放射するように構成される。このスペクトルレンジでは反射された放射線の強度が特に高く、齲蝕された箇所の高感度の検出が可能となる。406nm周辺のスペクトル領域で供給される放射線の波長に関して、感度が最大になる。このスペクトルレンジに関しては、歯によって反射された放射線の620nm以上のスペクトルレンジからの隔たりが大きく、供給された放射線は、本質的に抑制され、結果を歪めない。この様にして、歯の齲蝕された箇所が、正確に検出される。

【0008】更に別に実施例においては、照射器具10が、470nm乃至580nmのスペクトルレンジの放射線を放射するように構成される。このスペクトルレンジでは、供給された放射線が、より大きな浸透深さを有し、歯の深部に浸透するか、若しくは、歯の皮層を通過

する。よって、隠れた疾患の中枢を見付けることができる。照射のためには、好ましくは、大体470nm、500nm、540nm若しくは580nmの周辺の波長で単色光の放射をする放射線源を備える。

【0009】他の実施例においては、反射された放射線の定量的な利用のために、検知器48が、反射された放射線22の進行方向から見て、該フィルタ24の背後に接続され、該検知器48が、そこに供給された放射線を第1の電気信号S1に変換するように構成される。公知の方法で表示可能なこの信号は、検知器によって検知される放射線強度にほとんど比例する。従って、検知された齲蝕状態の定量的評価に用いられる。

【0010】実施された試験は、健康な歯の堅い表面と齲蝕によって変化した歯の堅い表面による反射放射線の夫々のスペクトルが明らかに異なることを示している。この効果は、実施例に応用されている。この開発例においては、第1のフィルタ24で透過されたスペクトルレンジとは異なる別のスペクトルレンジで、歯20によって反射された放射線22を透過する別の第2のフィルタ46が設けられており、該検知器48又は別の検知器58が、透過された放射線を第2の電気信号(S2)に変換し、該第1の信号(S1)と第2の信号(S2)の商を得て、その商を齲蝕歯の存在の測定に使用する商形成部52に供給するよう構成する。

【0011】本発明の試験中に、620nm乃至720nmのスペクトルレンジで反射された放射線の放射線強度が540nm乃至560nmのスペクトルレンジの放射線の強度と比較された場合に、齲蝕歯と健康な歯によって反射された放射線の異なる挙動が特に明らかに現れることが明らかとなった。620nm乃至720nmのスペクトルレンジには、齲蝕によって生じた蛍光放射線の最大強度が含まれるが、一方、540nm乃至560nmのスペクトルレンジには特に目に付くような挙動はない。後者のレンジにおける放射線強度は、参照として使用できる。この開発例においては、疾病状態に付いての客観的な診断をすることができる。

【0012】商を形成することは、更に、結果が供給された放射線の強度とは独立したものであるとの効果を有することとなる。例えば、放射線源の老化や電源の不安定の結果としての供給された放射線の強度が変化した場合、それにもかかわらず、その商は、他の点では同じ試験状態をそのまま維持する。従って、本発明の実際の応用が更に改善される。

【0013】又、別の実施例においては、歯20とは離間した方の端部に、夫々フィルタ24と別のフィルタ46を装備した少なくとも2つの光線ガイドファイバー56によって、反射された放射線22が検知され、透過された放射線22を検知する検知器48、58が、夫々該フィルタ24、46の背後に配設されるように構成する。

【0014】又、他の実施例においては、光線ガイド40に、その照射器具10側に、セパレーティングミラー38を配設し、その分離面が、好ましくは、該光線ガイド40の光学軸から45度の角度に傾斜するように構成する。

【0015】更に、他の実施例においては、該光線ガイド(16)が、反射された放射線(22)を案内する外部光線ガイド(30)によって圍繞されるように構成してもよい。

【0016】

【作用】本発明においては、放射線は診断されるべき歯に光線ガイドを用いて供給される。このような光線ガイドは、剛性のものでも可撓性のものでもよく、その歯に面した端部には放射線のビームの方向を案内するための光学手段を装備することもでき、更に、その寸法は患者の口腔及び歯の領域に調節することもできる。例えば、チルト式の鏡やレンズのような交換可能な付属装置であって、歯の診断をより容易にするものを公知の方法で該光線ガイドに取り付けることもできる。よって、光線ガイドを使用することで、監督された方法で放射線を診断すべき歯の領域に供給することがより容易になる。従って、本発明の装置は、人間や動物の齲蝕歯の検出のための日々の実施における異なる条件に対して柔軟な方法で適用される。

【0017】更に、本発明においては、フィルタによって透過される放射線のスペクトル領域が、下端において制限される。このことは、蛍光放射線が透過され、一方、短波長の邪魔な背景放射線がマスクされることを意味する。よって、歯の齲蝕された箇所が明点として表示され、該背景に対して明確に顕著なものとなる。このため、齲蝕疾患の状況は、高レベルの精度と信頼性で検知することができる。従って、本発明の装置は、齲蝕の初期診断にとって大変適切なものである。

【0018】実際の試験においても、上記のスペクトルレンジの光線で照射中、齲蝕の病原が敏感に反応し、十分な放射線強度では死滅することが確認された。従って、本発明の装置では、治療箇所の観察と同時に齲蝕歯の治療を実施する事も可能である。このことは、観血的でなく、痛みの伴わない、選択的に有効な、非常に穏やかな齲蝕歯の治療を可能にするが、このことは、齲蝕歯の初期治療と予防にとって特に適切である。

【0019】

【実施例】本発明の実施例を図面に基づいて以下に詳述する。図1において、本発明の齲蝕歯の検出、並びに、もし必要ならば、治療のための装置の基本的な構造が示されている。照射器具10は、360nm乃至420nmのスペクトルレンジ内で放射線を放射する放射線源12を有する。前記放射線源12としては、水銀灯やクリプトンレーザーやハラゲンランプや色素レーザーが使用される。所望のスペクトルレンジを透過するために放射

線フィルタ14が、各放射線源12の前方に配設される。照射器具10には、放射線源によって放射された放射線18を診断するべき歯20に向けて照射するための光線ガイド16が装備されている。反射と蛍光の結果として歯20の表面に当たって戻ってきた反射された放射線22は、620nm以下の波長を有する放射線を吸収するか、又は、反射すると共にそれ以上の波長の放射線を透過するフィルタ24によって透過される。該フィルタ24は、図示しないメガネフレームに載置され、メガネフレームは目26により示される可視観察の為の人員に装着される。照射された放射線18は、齲蝕された歯領域内で特徴的な蛍光放射を励起し、フィルタ24の該透過臨界波長以上の波長を有するそのスペクトル成分が目26に到達する。その結果歯の齲蝕された箇所が、診断可能となる。

【0020】図1に示された装置は、原理的に齲蝕歯の治療にも使用できる。このためには、より大きな放射強度を有する、例えば、レーザーのような放射線源12を使用しなければならない。齲蝕歯の病原は、360nm乃至420nmのスペクトルレンジの波長を有する放射線に敏感に反応し、次第に死滅する。齲蝕歯の治療箇所は、フィルタ24を介して観察される。該フィルタ24及び、又は放射線フィルタ14は、吸収フィルタ、干渉フィルタ、モノクロメーター又は反射フィルタ60として構成することが望ましい。

【0021】図1以外の各図には、他の実施例が示されており、同一の部品は夫々同じ様に記載されている。図2においては、レーザーが、放射線源12として使用されている。その単色光の放射線18は、光線ガイド16を介して歯20に照射される。更に、照射器具10は、照射された放射線18にセパレーティングミラー31によって加えられる様々な強度を有する白色光を発生する別の光源29を有する。該光線ガイド16は、画像伝達のために役立つ整然としたファイバー束を有する外部光線ガイド30によって圍繞されている。該光線ガイド16は、矢34によって示されているように該外部光線ガイド30に関して移動自在に配設される。歯20に面した光線ガイド16の端部が該外部光線ガイド30の端部に近接する引取り位置においては、放射線18は歯20の表面に大きく照射される。該光線ガイド16が更に歯20に向かって移動した位置においては、歯20の個々の箇所がより精密に診断され得る。例えば、歯20内の窩洞28をより精密に診断したり、必要ならば、それを治療することもできる。該外部光線ガイド30によって搬送された画像形成した放射線22は、フィルタ24によって透過され、カメラ32に供給され、それにより、歯20の像を結像することが可能となる。別の光源29により発生された白色光は、背景の輝度を上げることに役立ち、その結果、歯20の輪郭がフィルタ24による透過にもかかわらずよく見え、フィルタ24が外側に極

動された場合にもよく見えることとなる。

【0022】図3において、照射器具10によって放射された放射線18は、コレクターレンズ36によって収束され、一部透明なセパレーティングミラー38によって画像ガイドとしても機能する光線ガイド40に供給される。このガイド40は、コヒーレントで整然としたファイバー束から成り、そこでは該ガイド40の入力面と出力面の個々のファイバが同じになるように配設されている。該ガイド40の出力面には、該ガイド40の画像機能を改善するためのレンズ42が設けられている。図示しない歯によって反射された放射線22は、該ガイド40内に案内され、視野レンズ43に向かってセパレーティングミラー38の所で外側に反射される。ここではフィルター24が、視野レンズ43の背後に接続されている。該ガイド40によって搬送された画像は、写真機又はビデオカメラ32によって記録することもできる。カメラ32に代わって、そこに供給された放射線から電気信号を形成する検知器とすることも可能である。この信号のために、齲蝕歯の診断の結果を定量化することができる。

【0023】図4には、始めに健康な歯のエナメル質の場合と齲蝕された歯のエナメル質の場合とにおける、nm単位で表された波長に対する歯によって反射された放射線の相対値で表された放射線強度Iがプロットされている。入射放射線、言い換えると、励起放射線は、406nmの波長を有する。図から判るように、図示された夫々のカーブは互いに異なっている。特に、齲蝕された歯のエナメル質に対する放射線強度のカーブは、636nmと673nmと700nmの所で3つの大きな山となる強度を示している。健康な歯のエナメル質と齲蝕された歯のエナメル質における蛍光挙動の差異は、以下に記載される本願発明の実施例において、齲蝕歯の定質的並びに定量的な診断に利用される。

【0024】図5図示の検知器具において、フィルター24と別のフィルター46は、フィルターを搭載したチョップパ円盤44に配設されている。該フィルター24と46は、狭域フィルターであり、夫々、636nm又は673nmと550nmの周辺の波長を透過する。該フィルターを搭載したチョップパ円盤44が、モーター45によって回転された時、該フィルター24と46は反射された放射線22のビーム路に順次案内される。検知器としてのホトダイオード又は二次電子倍增管48は、透過されてそこに供給された放射線を電気信号Sに変換するが、該電気信号Sは、夫々、該フィルター24と46を透過した放射線の強度に比例する、時間をずらして得られた部分信号S1とS2から成る。該電気信号Sは、フィルターを搭載したチョップパ円盤44の回転に同期して電気信号をスキャンニングし該電気信号Sから部分信号S1とS2を分離するデマルチプレクサ50に供給される。該部分信号S1とS2が、S1/S2の商を計算

する商形成部52に供給される。その結果は、判定モジュール54に供給され、そこで、例えば、図4のグラフから、予め決められた特徴的な参照値と比較される。その比較に応じて、その時に診断される歯の箇所が齲蝕されているか否かが示される。該商自体は、齲蝕があるかどうかの基準として役立つ。

【0025】図6において、他の検知器具を示すが、ここでは、反射された放射線22が該放射線を分岐する光線ガイドファイバー若しくは光線ガイド群56内に案内される。この放射線22の第1の部分は、フィルター24によって検知器48に供給され、部分信号S1を発生する。放射線22の他の部分は、別のフィルター46によって検知器58に供給され、部分信号S2を発生する。そして、部分信号S1とS2は、更に図5の実施例の場合のように処理される。

【0026】図7においては、反射格子60が、反射された放射線22のビーム路内に配置され、その反射格子は、波長に応じて異なる方向に放射線22を反射し収束させる。検知器48と58は、上記の波長の放射線22を検知するよう配設され、部分信号S1とS2を発生する。

【0027】

【発明の効果】本発明の齲蝕歯の検出装置は、使い勝手のよく、感応性に優れ、人間や動物のために用いられる歯科診断に実用される。しかも、本発明の齲蝕歯の検出装置は、低レベルの齲蝕をも特定できるので、齲蝕の初期診断に特に有効である。更に、本発明の齲蝕歯の検出装置を用いて、客観的で定量的な診断を下すこともできるし、可視的に齲蝕歯の診断を実施し、必要ならば、治療まですることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 齲蝕歯の視覚的診断のための検出装置を示す線図。

【図2】 入射放射線と反射放射線が光線ガイド内に案内される他の齲蝕歯の検出装置を示す線図。

【図3】 画像ガイドを有する齲蝕歯の検出装置を示す線図。

【図4】 健康な歯と齲蝕された歯の放射線の波長に対する歯によって反射された放射線の放射線強度を示したグラフ。

【図5】 フィルターを搭載したチョップパ円盤が反射された放射線のビーム路内に配置された検出装置を示すブロック図。

【図6】 分岐した光線ガイドを有する検出装置を示す線図。

【図7】 反射された放射線の反射格子によるスペクトル分析のための検出装置を示す線図。

【符号の説明】

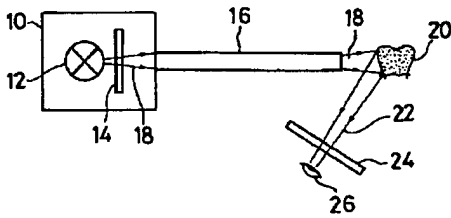
10 照射器具

12 放射線

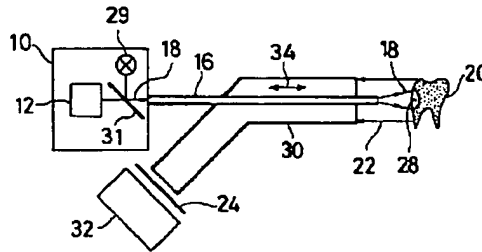
源

- | | | | |
|------------------|-------------------|--------------------|--------|
| 14 放射線フィルタ
イド | 11 16、30、40 光線ガイド | * ティングミラー | 12 |
| 18 放射線 | 20 歯 | 44 チョップパ円盤
フィルタ | 46 別のフ |
| 22 歯に当たって反射した放射線 | 24 フィル | 48 検知器 | 52 商形成 |
| 29 別の光源 | 30 外部光 | 56 光線ガイドファイバー | 58 別の検 |
| 線ガイド | 38 セパレ* | 60 反射フィルタ | |
| 32 カメラ | | | |

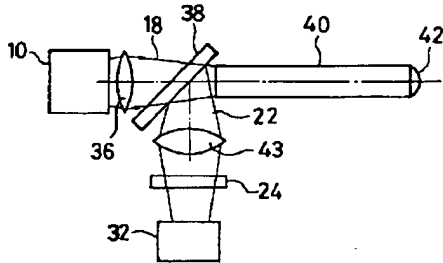
【図1】



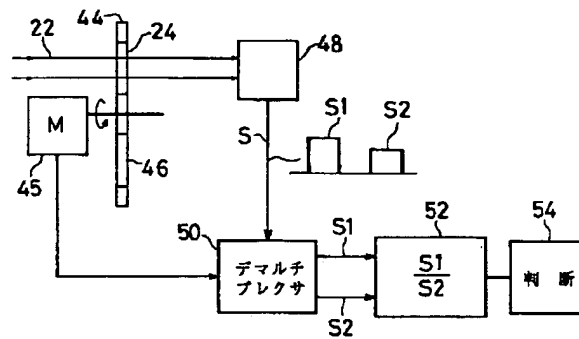
【図2】



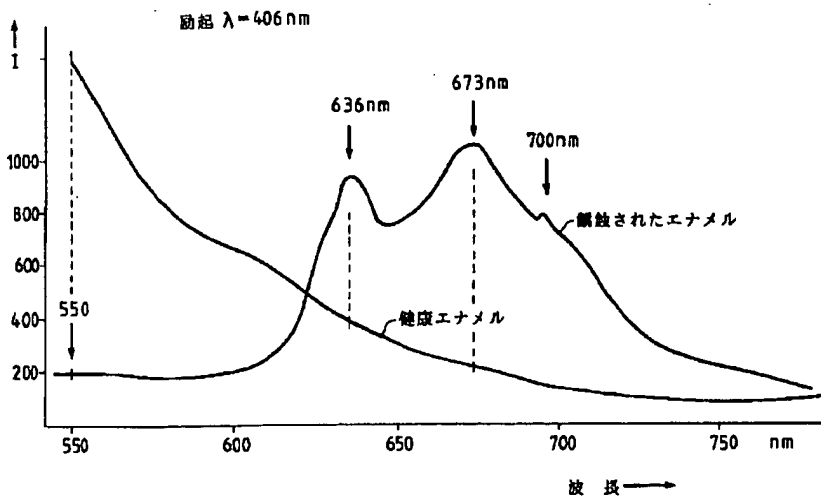
【図3】



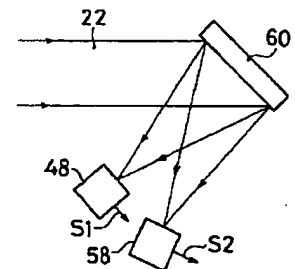
【図5】



【図4】



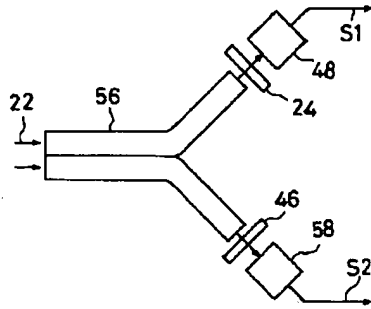
【図7】



(7)

特公平6-73531

【图6】



* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] A sensing device of a dental caries gear tooth; wherein these both exposure instruments (10) emit radiation of a spectral range (360 nm thru/or 580 nm) as it is characterized by comprising the following, and this filter (24) penetrates radiation (22) reflected by a not less than 620-nm spectral range.

An exposure instrument which emits radiation of a prescribed wavelength toward at least one gear tooth.

In a sensing device of a dental caries gear tooth used for detection of radiation which has at least one filter which penetrates radiation reflected by this gear tooth by a predetermined spectral range, and penetrated this filter of a dental caries gear tooth, At least one beam-of-light guide to which this exposure instrument (10) irradiates a gear tooth with radiation (18) by it (16, 30, 40).

[Claim 2] A sensing device of the dental caries gear tooth according to claim 1, wherein this filter (24) penetrates radiation (22) reflected by a spectral range (620 nm thru/or 720 nm).

[Claim 3] A sensing device of the dental caries gear tooth according to claim 1 or 2 with which this exposure instrument (10) is characterized by emitting radiation of a spectral range (360 nm thru/or 420 nm or 470 nm thru/or 580 nm).

[Claim 4] This exposure instrument (10) A mercury-vapor lamp as a radiation source (12), a krypton raiser, It is a sensing device of a dental caries gear tooth of any one statement among said claims, wherein a radiation filter (14) which comprises a halogen lamp or dye laser and penetrates each spectral range of radiation is selectively allocated in a beam way of each radiation source (12).

[Claim 5] It is a sensing device of a dental caries gear tooth of any one statement among said claims, wherein this filter (24) and -, or a radiation filter (14) is constituted as an absorption filter, an interference filter, a monochromator, or a reflective filter (60).

[Claim 6] A sensing device of the dental caries gear tooth according to claim 5, wherein this filter (24) is allocated in a spectacles frame.

[Claim 7] It is a sensing device of a dental caries gear tooth of any one statement among said claims, wherein a detector (48) sees from a direction of movement of reflected radiation (22), and is connected behind this filter (24) and this detector (48) changes into the 1st electrical signal

(S1) radiation supplied there.

[Claim 8]A sensing device of the dental caries gear tooth according to claim 7 characterized by providing a secondary electron redoubling pipe or a photo transistor as this detector.

[Claim 9]A spectral range of this filter (24) is another different spectral range, Another filter (46) which penetrates radiation (22) reflected by a gear tooth (20) is formed, This detector (48) or another detector (58) changes penetrated radiation into the 2nd electrical signal (S2), A sensing device of the dental caries gear tooth according to claim 7 or 8 obtaining a quotient of this 1st signal (S1) and the 2nd signal (S2), and supplying a quotient formation part (52) which uses the quotient for measurement of existence of a dental caries gear tooth.

[Claim 10]this filter (24) -- this -- another filter (46) being allocated one by one on a chopper disk (44), and being arranged in a beam way of reflected radiation (22), and. Detect radiation with which this detector (48) was penetrated, and further from a signal (S) from this detector (48). A sensing device of the dental caries gear tooth according to claim 9, wherein the 1st signal (S1) and 2nd signal (S2) are generated by scanning which synchronized with rotation of this chopper disk (44).

[Claim 11]an end of a direction estranged with a gear tooth (20) -- respectively -- this filter (24) - - this -- by at least two beam-of-light guide fiber (56) which equipped another filter (46). this detector (48) in which reflected radiation (22) is detected and detects penetrated radiation (22) -- this -- another detector (58) -- respectively -- this filter (24) -- this -- a sensing device of the dental caries gear tooth according to claim 9 allocating behind another filter (46).

[Claim 12]this filter (24) penetrates radiation of wavelength of adjacent spaces (636 nm or 673 nm) -- this -- inside of claims 9 thru/or 11, wherein another filter (46) penetrates radiation of wavelength of 550-nm adjacent spaces -- a sensing device of a dental caries gear tooth given in either.

[Claim 13]It is a sensing device of a dental caries gear tooth of any one statement among said claims, wherein it allocates a separating mirror (38) in the exposure instrument (10) side at a beam-of-light guide (40) and the separation surface inclines at an angle of 45 degrees from an optical axis of this beam-of-light guide (40) preferably.

[Claim 14]It is a sensing device of a dental caries gear tooth of any one statement among said claims, wherein this beam-of-light guide (40) is provided as a picture guide.

[Claim 15]It is a sensing device of a dental caries gear tooth of any one statement among said claims, wherein this beam-of-light guide (16) is surrounded with an extraneous light wire guide (30) to which it shows reflected radiation (22).

[Claim 16]A sensing device of the dental caries gear tooth according to claim 15, wherein this beam-of-light guide (16) is allocated within a surrounded extraneous light wire guide (30), enabling free movement.

[Claim 17]It is a sensing device of a dental caries gear tooth of any one statement among said claims, wherein this beam-of-light guide is connected with an endoscope which can attach a camera (32).

[Claim 18]It is a sensing device of a dental caries gear tooth of any one statement among said claims, wherein this exposure instrument (10) has another light source (29) which generates white light added to irradiated radiation (18).

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application]The exposure instrument with which this invention emits the radiation of a prescribed wavelength toward at least one gear tooth, It is a sensing device of the dental caries gear tooth which has at least one filter which penetrates the radiation reflected by the gear tooth by the predetermined spectral range, and is related with what is used for the penetrated radiation detecting a dental caries gear tooth.

[0002]

[Description of the Prior Art]This kind of device 907th volume of journal Espy I. A. "laser surgery:characterization and therapy" 1988 annual-publication S, work "laser induction fluorescence of a dental caries gear tooth" besides Alvin -- the 96th thru/or the 98th page (S.Albin The journal SPIE, Vol.907, Laser Surgery:Characterization and The rapeutics, 1988) et al. and" -- Laser Induced Fluorescence of Dental Caries -- " -- it is indicated to pages 96 to 98. this -- in a publicly known device, a raiser emits the radiation of monochromatic light toward a gear tooth, and this induces fluorescence radiation. From the part where dental caries of the gear tooth was carried out, different fluorescent radiation from the radiation which was peculiar to dental caries and was reflected from the healthy gear tooth in the radiation intensity and spectrum distribution emits light. This reflected radiation is observed using a filter. The part of the gear tooth by which dental caries was carried out appears as a dark spot during observation.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]This publicly known device was provided for laboratory operation, and the highest testing state exists, and even if it is a case where a device is low sensitivity even if, an available test result is obtained there. However, in order to actually use it for dentistry diagnosis, it is necessary to raise the sensitivity of a device fairly for detection of dental caries. This device is user-unfriendly and is not suitable as a diagnosis means used for human being or an animal.

[0004]In view of the above point, this invention can be used by a flexible means and an object of this invention is to provide the sensing device of the dental caries gear tooth which can specify the dental caries of a low.

[0005]

[Means for Solving the Problem]An exposure instrument with which this purpose emits radiation of a prescribed wavelength toward at least one gear tooth, It has at least one filter which penetrates radiation reflected by this gear tooth by a predetermined spectral range, It is a sensing device of a dental caries gear tooth used for detection of radiation which penetrated this filter of a dental caries gear tooth, This exposure instrument 10 has at least one beam-of-light guides 16, 30, and 40 which irradiate a gear tooth with the radiation 18 by it, and this exposure instrument 10, Radiation of a spectral range (360 nm thru/or 580 nm) is emitted, and this filter 24 is attained by sensing device of a dental caries gear tooth which comprised a not less than 620-nm spectral range so that the reflected radiation 22 might be penetrated.

[0006]The filter 24 comprises a more desirable example so that the radiation 22 reflected by a spectral range (620 nm thru/or 720 nm) may be penetrated. A fluorescence spectrum reflected by a dental caries gear tooth within this spectral range has the highest value. In other words, a yield of fluorescence radiation from changed excitation energy is high. Sensitivity to dental caries of a device becomes still higher by it. About this spectral range, distance from a spectral range of

radiation excited within a spectral range (360 nm thru/or 580 nm) is large, and this excitation radiation is controlled intrinsically and cannot distort a result. Therefore, a part by which dental caries was carried out is detected by contrast of a high level.

[0007]In another example, the exposure instrument 10 is constituted so that radiation of a spectral range (360 nm thru/or 420 nm) may be emitted. In this spectral range, it becomes especially intensity of reflected radiation can be high and detectable [high sensitivity of a part by which dental caries was carried out]. Sensitivity becomes the maximum about wavelength of radiation supplied in a spectral region of the 406-nm circumference. About this spectral range, distance from the not less than 620-nm spectral range of radiation reflected by a gear tooth is large, and supplied radiation is controlled intrinsically and does not distort a result. Thus, a part where dental caries of the gear tooth was carried out is detected correctly.

[0008]Independently, in an example, the exposure instrument 10 is constituted so that radiation of a spectral range (470 nm thru/or 580 nm) may be emitted. In this spectral range, supplied radiation has the bigger depth of penetration, and permeates the dental depths, or a dental cortical layer is passed. Therefore, a center of a hidden disease can be found. For an exposure, it has preferably a radiation source which emits monochromatic light on wavelength of the circumference (about 470 nm, 500 nm, 540 nm, or 580 nm).

[0009]In other examples, for quantitative use of reflected radiation, the detector 48 sees from a direction of movement of the reflected radiation 22, and is connected behind this filter 24, and it is constituted so that this detector 48 may change into the 1st electrical signal S1 radiation supplied there. This signal that can be expressed as a publicly known method is almost proportional to radiation intensity detected in a detector. Therefore, it is used for quantitative evaluation of a detected dental caries state.

[0010]A carried-out examination shows that each spectra of reflective radiation by the surface where a healthy gear tooth is hard, and the surface where a gear tooth which changed with dental caries is hard differ clearly. This effect is applied to an example. A spectral range penetrated with the 1st filter 24 in this example of development is another different spectral range, 2nd another filter 46 that penetrates the radiation 22 reflected by the gear tooth 20 is formed, This detector 48 or another detector 58 changes penetrated radiation into the 2nd electrical signal (S2), and a quotient of this 1st signal (S1) and the 2nd signal (S2) is obtained, and it constitutes so that the quotient formation part 52 which uses the quotient for measurement of existence of a dental caries gear tooth may be supplied.

[0011]When radiation intensity of radiation reflected by a spectral range (620 nm thru/or 720 nm) during an examination of this invention is measured with intensity of radiation of a spectral range which are 540 nm thru/or 560 nm, An action from which radiation reflected by dental caries gear tooth and a healthy gear tooth differs became clear [appearing clearly especially]. Although maximum strength of fluorescent radiation produced by dental caries is contained in a spectral range (620 nm thru/or 720 nm), on the other hand, there is no action in particular that stands out in a spectral range (540 nm thru/or 560 nm). Radiation intensity in the latter range can be used as reference. In this example of development, objective diagnosis attached to disease states can be carried out.

[0012]Forming a quotient will have further the effect of becoming independent, with intensity of radiation with which a result was supplied. For example, when intensity of radiation supplied as an unstable result of aging of a radiation source or a power supply changes, the quotient maintains the same testing condition as it is in respect of others. Therefore, actual application of this invention is improved further.

[0013]By at least two beam-of-light guide fiber 56 which equipped with the filter 46 respectively other than the filter 24 an end of a direction estranged in the gear tooth 20 in another example.

The detectors 48 and 58 in which the reflected radiation 22 is detected and detects the penetrated radiation 22 constitute so that it may be allocated behind these filters 24 and 46, respectively.

[0014]In other examples, the separating mirror 38 is allocated in the beam-of-light guide 40 at the exposure instrument 10 side, and preferably, the separation surface constitutes so that it may incline at an angle of 45 degrees from an optical axis of this beam-of-light guide 40.

[0015]In other examples, this beam-of-light guide (16) may constitute so that it may be surrounded with an extraneous light wire guide (30) to which it shows reflected radiation (22).

[0016]

[Function]In this invention, radiation uses a beam-of-light guide for the gear tooth which should be diagnosed, and is supplied. A rigid thing or thing of ***** may be used for such a beam-of-light guide, the optical means for showing the end which faced the gear tooth to the direction of the beam of radiation can also be equipped, and the size can also be further adjusted to a patient's **** and a dental field. For example, it is exchangeable attachment like a tilt-type mirror or a lens, and what makes dental diagnosis easier can also be attached to this beam-of-light guide by a publicly known method. Therefore, it becomes easier to supply the field of the gear tooth which should diagnose radiation by the superintended method by using a beam-of-light guide.

Therefore, the device of this invention is applied by a flexible method to different conditions in operation of every day for detection of the dental caries gear tooth of human being or an animal.

[0017]In this invention, the spectral region of the radiation penetrated with a filter is restricted in a lower end. Fluorescent radiation is penetrated and this means that the mask of the background radiation line with obstructive short wavelength is carried out on the other hand. Therefore, the part where dental caries of the gear tooth was carried out is displayed as a bright point, and will become remarkable clearly to this background. For this reason, the situation of a dental caries disease is detectable with the accuracy and reliability of a high level. Therefore, the device of this invention is very suitable for initial diagnosis of dental caries.

[0018]Also in the actual examination, the pathogen of dental caries reacting sensitively during an exposure with the beam of light of the above-mentioned spectral range, and becoming extinct in sufficient radiation intensity was checked. Therefore, it is also possible to treat a dental caries gear tooth simultaneously with observation of a therapy part in the device of this invention. This is not invasive, and although the selectively effective therapy of a very quiet dental caries gear tooth by which a pain is not accompanied is enabled, especially this is suitable for the primary care of a dental caries gear tooth, and prevention.

[0019]

[Example]The example of this invention is explained in full detail below based on a drawing. In drawing 1, if necessary in detection of the dental caries gear tooth of this invention, and a row, a fundamental structure of the device for a therapy is shown. The exposure instrument 10 has the radiation source 12 which emits radiation within a spectral range (360 nm thru/or 420 nm). As said radiation source 12, a mercury-vapor lamp, a krypton raiser, a HARAGEN lamp, and dye laser are used. In order to penetrate a desired spectral range, the radiation filter 14 is allocated ahead of each radiation source 12. The beam-of-light guide 16 for irradiating the exposure instrument 10 towards the gear tooth 20 which should diagnose the radiation 18 emitted by the radiation source is equipped. Absorb the radiation which has the wavelength of 620 nm or less, it reflects, and the reflected radiation 22 which has hit and returned to the surface of the gear tooth 20 as a result of reflection and fluorescence is penetrated with the filter 24 which penetrates the

radiation of the wavelength beyond it. This filter 24 is laid in the spectacles frame which is not illustrated, and the staff for the visual observation shown by the eye 26 is equipped with a spectacles frame. The irradiated radiation 18 excites characteristic fluorescence radiation in the tooth area by which dental caries was carried out, and the spectral component which has the wavelength more than this penetration critical wavelength of the filter 24 reaches the eye 26. The part where dental caries of the gear tooth was carried out as a result becomes diagnosable.

[0020]The device shown in drawing 1 is theoretically applicable also to the therapy of a dental caries gear tooth. For the purpose, it has bigger radiant intensity, for example, the radiation source 12 like a raiser must be used. The pathogen of a dental caries gear tooth reacts in the radiation which has the wavelength of a spectral range (360 nm thru/or 420 nm) sensitively, and becomes extinct gradually. The therapy part of a dental caries gear tooth is observed via the filter 24. As for this filter 24 and -, or the radiation filter 14, it is desirable to constitute as an absorption filter, an interference filter, a monochromator, or the reflective filter 60.

[0021]Other examples are shown in each figure other than drawing 1.

The same parts are indicated similarly, respectively.

In drawing 2, the raiser is used as the radiation source 12. It is irradiated with the radiation 18 of the monochromatic light by the gear tooth 20 via the beam-of-light guide 16. The exposure instrument 10 has another light source 29 which emits light in the white light which has various intensity applied to the irradiated radiation 18 by the separating mirror 31. This beam-of-light guide 16 is surrounded with the extraneous light wire guide 30 which has an orderly fiber bundle which is useful for picture transfer. This beam-of-light guide 16 is allocated about this extraneous light wire guide 30, enabling free movement as shown by the arrow 34. In the taking over position close to the end of this extraneous light wire guide 30, the end of the beam-of-light guide 16 which faced the gear tooth 20 is greatly irradiated with the radiation 18 by the surface of the gear tooth 20. In the position which this beam-of-light guide 16 moved toward the gear tooth 20 further, each part of the gear tooth 20 may be diagnosed more precisely. For example, the cavity 28 in the gear tooth 20 can be diagnosed more precisely, or it can also be treated if necessary. The radiation 22 which was conveyed with this extraneous light wire guide 30 and which carried out image formation is penetrated with the filter 24, and is supplied to the camera 32, and, thereby, it becomes possible to carry out image formation of the image of the gear tooth 20. The white light which emitted light with another light source 29 is useful to raise the luminosity of a background, as a result, can be clearly seen in spite of the penetration with the filter 24, and also when the drive of the filter 24 is carried out outside, it will look good. [of the outline of the gear tooth 20]

[0022]In drawing 3, it converges with the collector lens 36 and the radiation 18 emitted with the exposure instrument 10 is supplied to the beam-of-light guide 40 which functions also as a picture guide by the transparent separating mirror 38 in part. This guide 40 comprises a coherent and orderly fiber bundle, and it is allocated there so that each fiber of the input screen and output screen of this guide 40 may become the same. The lens 42 for improving the picture function of this guide 40 is formed in the output screen of this guide 40. The radiation 22 reflected by the gear tooth which is not illustrated is guided into this guide 40, and is reflected outside toward the field lens 43 in the place of the separating mirror 38. Here, the filter 24 is connected behind the field lens 43. The picture conveyed by this guide 40 is also recordable with a camera or the video camera 32. It is also possible to consider it as the detector which forms an electrical signal from the radiation supplied there instead of the camera 32. For this signal, a fixed quantity of results of diagnosis of a dental caries gear tooth can be changed.

[0023]The radiation intensity I expressed with the relative value of the radiation reflected by the gear tooth to the wavelength expressed with nm unit in the case of the enamel of the gear tooth by which dental caries was first carried out to the case of the enamel of a healthy gear tooth to drawing 4 is plotted. an incident radiation line -- in other words, an excitation radiation line has the wavelength of 406 nm. As shown in a figure, each illustrated curves differ mutually. Especially the curve of the radiation intensity to the enamel of the gear tooth by which dental caries was carried out shows the intensity which becomes three big mountains in a place (636 nm, 673 nm, and 700 nm). In the example of the invention in this application indicated below, the difference in the fluorescence action in the enamel of the gear tooth by which dental caries was carried out to the enamel of the healthy gear tooth is used for quantitative diagnosis at the constant qualitative row of a dental caries gear tooth.

[0024]In the detector implement of the drawing 5 graphic display, the filter 46 other than the filter 24 is allocated by the chopper disk 44 carrying a filter. These filters 24 and 46 are short-range filters.

Respectively, the wavelength of the circumference (636 nm or 673 nm, and 550 nm) is penetrated.

When the chopper disk 44 carrying this filter rotates by the motor side 45, these filters 24 and 46 are guided one by one on the beam way of the reflected radiation 22. Although the photo-diode or the secondary electron redoubling pipe 48 as a detector changes into the electrical signal S the radiation which was penetrated and was supplied there, this electrical signal S comprises the partial signals $S1$ and $S2$ acquired by shifting time to be proportional to the intensity of the radiation which penetrated these filters 24 and 46, respectively. This electrical signal S is supplied to the demultiplexer 50 which scans an electrical signal synchronizing with rotation of the chopper disk 44 carrying a filter, and separates the partial signals $S1$ and $S2$ from this electrical signal S . These partial signals $S1$ and $S2$ are supplied to the quotient formation part 52 which calculates the quotient of $S1/S2$. The result is supplied to the judgment module 54, and is compared with the characteristic reference value decided beforehand from the graph of drawing 4 there, for example. It is shown whether according to the comparison, dental caries of the part of the gear tooth then diagnosed is carried out. this quotient itself obtains that there is dental caries etc., and it serves as that standard.

[0025]In drawing 6, although other detector implements are shown, the reflected radiation 22 is guided there into the beam-of-light guide fiber which branches this radiation, or the beam-of-light guide group 56. With the filter 24, the 1st portion of this radiation 22 is supplied to the detector 48, and generates the partial signal $S1$. With another filter 46, other portions of the radiation 22 are supplied to the detector 58, and generate the partial signal $S2$. And the partial signals $S1$ and $S2$ are processed still like [in the case of the example of drawing 5].

[0026]The reflecting grating 60 is arranged in the beam way of the reflected radiation 22, and the reflecting grating reflects the radiation 22 in the different direction according to wavelength, and makes it converge on it in drawing 7. The detectors 48 and 58 are allocated so that the radiation 22 of the above-mentioned wavelength may be detected, and they generate the partial signals $S1$ and $S2$.

[0027]

[Effect of the Invention]The sensing device of the dental caries gear tooth of this invention is user-friendly, is excellent in sensitivity, and is used for the dentistry diagnosis used for human being or an animal. And since the sensing device of the dental caries gear tooth of this invention can also specify the dental caries of a low, it is effective in especially initial diagnosis of dental

caries. Using the sensing device of the dental caries gear tooth of this invention, objective and quantitative diagnosis can also be drawn and a dental caries gear tooth is diagnosed in visible, and if necessary, it can carry out to a therapy.

[Translation done.]